

# Denture base polymers for analog and digital manufacturing: comparative study of the flexural strength, elastic modulus, and compressive strength of their mechanical properties<sup>1</sup>

Polímeros para fabricación análoga y digital de bases de dentadura: estudio comparativo de su resistencia mecánica<sup>1</sup>

ANDRÉS FELIPE VÁSQUE- NIÑO<sup>2</sup>, JOSÉ RODOLFO OCHOA-ALZATE<sup>3</sup>, DANIEL OSORIO-AMARILES<sup>4</sup>,

HENRY ALBERTO RODRÍGUEZ-QUIRÓS<sup>5</sup>

<sup>1</sup> Este trabajo fue parcialmente financiado por el Servicio Nacional de Aprendizaje (SENA) en el marco de su convocatoria de Fomento de la Innovación y el Desarrollo Tecnológico en las Empresas, con enfoque Regional

<sup>3</sup> Tecnólogo. Química Aplicada a la Industria, Servicio Nacional De Aprendizaje (SENA). Grupo de Investigación New Stetic (GINEWS)

<sup>4</sup> Profesional en Química Farmaceuta, Universidad de Antioquia. Grupo de Investigación New Stetic (GINEWS)

<sup>5</sup> Ph.D. Ciencias Químicas, Universidad de Antioquia. Grupo de Investigación New Stetic (GINEWS)

## ABSTRACT

**Introduction:** the emerging manufacture technologies for dental restorations has brought new materials with it, such as 3D-printing resins and CAD/CAM discs for the manufacture of denture bases. Currently, there is no rigorous mechanical characterization for these materials in the literature, different from the reported in technical data sheets. **Method:** samples for mechanical characterization were manufactured with a conventional heat cure acrylic, a CAD/CAM polymethyl methacrylate (PMMA) disc and two 3D-printing resins. The samples were tested in a universal testing machine, according to ISO 20795-1 for flexural strength and elastic modulus. Compression strength was also determined under dry conditions. The average value of each property was calculated ( $n = 5$ ). One-way ANOVA and Tukey multiple comparisons tests were performed. **Results:** mean flexural strengths ranged from  $78.35 \pm 2.99$  to  $87.48 \pm 4.47$  MPa, elastic moduli were between  $2125.43 \pm 57.05$  and  $2277.72 \pm 58.46$  MPa, and compression strengths values ranged  $85.03 \pm 2.14$  to  $119.15 \pm 2.87$  MPa. Statistical analyses showed significant differences for flexural and compression strengths but did not show any difference for elastic moduli. **Conclusions:** all the tested materials met the minimum required specification for mechanical properties given by ISO 20795-1. From a mechanical point of view, the new materials for digital technologies, i.e. CAD/CAM disc and 3D-printing resins, are suitable for denture bases applications.

**Key words:** dental materials, acrylic resins, denture bases, 3D printing, cad-cam

## RESUMEN

**Introducción:** con la aparición de nuevas tecnologías de manufactura han surgido nuevos materiales, como resinas de impresión 3D y discos CAD/CAM, todos empleados para fabricación de bases de dentadura. Actualmente no se cuenta con caracterizaciones mecánicas rigurosas para estos materiales, salvo lo expresado en fichas técnicas. **Método:** se fabricaron muestras para caracterización de propiedades mecánicas con un acrílico termopolimerizable convencional, un disco CAD/CAM de polimetilmetacrilato (PMMA) y dos resinas de impresión 3D. Se fallaron las probetas en una máquina universal de ensayos, según lo exigido por la norma ISO 20795-1 para el caso de la resistencia y módulo de flexión. La resistencia a la compresión también fue determinada. Se calculó el valor promedio de cada propiedad ( $n = 5$ ). Se realizó un análisis de

varianza de una vía y un análisis de Tukey para comparaciones múltiples. **Resultados:** los valores de resistencia a la flexión oscilaron entre  $78.35 \pm 2.99$  y  $87.48 \pm 4.47$  MPa; el módulo de flexión estuvo en un rango entre  $2125.43 \pm 57.05$  y  $2277.72 \pm 58.46$  MPa. La resistencia a la compresión fluctuó entre  $85.03 \pm 2.14$  y  $119.15 \pm 2.87$  MPa. Los análisis estadísticos indicaron diferencias significativas para las resistencias a la flexión y compresión, pero no evidenciaron diferencias para el módulo de flexión. **Conclusiones:** todos los materiales evaluados cumplieron con la especificación mínima de propiedades mecánicas, dada por la ISO 20795-1. Desde el punto de vista mecánico, los nuevos materiales para las tecnologías digitales, discos CAD/CAM y resinas de impresión 3D, son aptos para su aplicación en manufactura de bases de dentadura.

**Palabras clave:** materiales dentales, resinas acrílicas, bases de dentadura, impresión 3D, cad-cam

**Submitted: June 11/2019 – Accepted: November 03/2020**

**How to quote this article:** Vásquez-Niño AF, Ochoa-Alzate JR, Osorio-Amariles D, Rodríguez-Quirós HA. Denture base polymers for analog and digital manufacturing: comparative study of the flexural strength, elastic modulus, and compressive strength of their mechanical properties. Rev Fac Odontol Univ Antioq. 2021; 33(1): pp-pp. DOI: <http://dx.doi.org/10.17533/udea.rfo.v33n1a1>

## INTRODUCCIÓN

El surgimiento y optimización de procesos de manufactura por CAD/CAM (Computer Assisted Design/Computer assisted Manufacturing) y por prototipado rápido (impresión 3D) ha posibilitado su implementación en diversas áreas de producción técnica. La odontología, en sus componentes clínico y de laboratorio, no ha sido ajena a este fenómeno, siendo cada vez más habitual el uso escáneres de mesa o intraorales<sup>1</sup>, software especializado de diseño<sup>2</sup>, fresadoras de Control Numérico Computarizado (CNC)<sup>3</sup> e impresoras 3D de estereolitografía láser o DLP (Procesamiento Digital de Luz)<sup>4</sup> en los flujos de trabajo. Con la introducción de esta tecnología se busca reemplazar etapas propias de flujos de trabajo análogos, tales como toma de impresiones con materiales elastoméricos, vaciado de yeso, preparación de polímero, diseño y fabricación artesanal de restauraciones o prótesis, entre otras. Estas implican una gran dedicación de horas/hombre por trabajo, además de la posibilidad de introducción de errores en el proceso, inherentes al factor humano, en las preparaciones. Generalmente, un flujo de trabajo 100% digital empieza por la toma de la impresión del paciente con la ayuda de un escáner intraoral, donde se obtiene un modelo digital en formato STL (Standard Tessellation Language), el cual es usado para el diseño de la restauración por medio de un software

CAD dental. Finalmente, el diseño de la restauración es enviado a equipos de manufactura sustractiva (CNC) o aditiva (estereolitografía) para su fabricación<sup>5,6</sup>. Estos procesos garantizan una reducción significativa de los tiempos de trabajo clínicos y de laboratorio, además de minimizar errores atribuidos a la variable humana, obteniendo en teoría una mayor reproducibilidad y precisión de las preparaciones.

A pesar de lo anterior, las nuevas tecnologías han introducido otras fuentes de error al proceso, tales como precisión y resolución de los escáneres, destreza del diseñador, número de ejes de la fresadora CNC, diámetros de fresa, calibración del equipo, contracciones de piezas impresas, posicionamiento de la pieza para la manufactura y tipos de materiales para fresado e impresión 3D. Estos pueden favorecer desajustes o discrepancias de las preparaciones<sup>1,7,8</sup>, perjudicando el desempeño de la restauración y, por ende, disminuyendo su vida útil de servicio. De todos los factores anteriormente nombrados, el tipo de material para fresado e impresión 3D no solamente influye en el ajuste final de la restauración sobre la preparación; también determina sus propiedades mecánicas, las cuales, según la aplicación final, pueden ser determinantes para un desempeño clínico adecuado.

Considerando únicamente los materiales poliméricos, el más utilizado convencionalmente para la fabricación análoga de restauraciones provisionales es el PMMA, debido a su biocompatibilidad, facilidad de manejo y desempeño mecánico<sup>9</sup>. Adicionalmente, las propiedades mecánicas, químicas y tribológicas de este polímero lo hacen un material óptimo para ser utilizado también en la tecnología CAD/CAM, donde es posible fabricar coronas, puentes y bases de dentadura a partir de bloques o discos densos de PMMA. Por otra parte, la estereolitografía utiliza resinas acrílicas para la impresión de dientes provisionales<sup>10</sup>, bases de dentadura<sup>11</sup>, placas retenedoras para tratamientos de ortodoncia invisible<sup>12</sup>, carillas<sup>13</sup>, entre otras. Cada resina debe presentar diferentes características y propiedades, dependiendo de su aplicación final, que garanticen el desempeño ideal de la pieza impresa. Particularmente, las impresiones fabricadas con la resina de base de dentadura deben cumplir requerimientos de tipo mecánico, químico y físico, regidos por la norma ISO 20795-1 (Dentistry -- Base polymers -- Part 1: Denture base polymers), siendo la resistencia y módulo a la flexión parámetros de gran importancia.

A diferencia de los acrílicos a base de PMMA, las propiedades mecánicas de las resinas de impresión 3D para base de dentadura no han sido analizadas a profundidad. Esto es porque son productos novedosos comercialmente y porque no existe una fórmula única: Cada empresa especializada que comercialice este tipo de materiales produce una fórmula propia, de composición exclusiva. De esta forma, no se tiene actualmente certeza del desempeño mecánico de estas resinas, más allá de lo que especifique el productor en su ficha técnica.

El objetivo de este trabajo es realizar un estudio comparativo entre las propiedades mecánicas determinadas para PMMA convencional, PMMA en bloque monocapa para procesos CAD/CAM y resinas acrílicas de impresión 3D para bases de dentadura. Para ello se plantearon tres hipótesis nulas:

- No hay diferencias estadísticamente significativas entre las resistencias a la flexión de los polímeros evaluados
- No hay diferencias estadísticamente significativas entre los módulos de flexión de los polímeros evaluados
- No hay diferencias estadísticamente significativas entre las resistencias a la compresión de los polímeros evaluados

## **MÉTODOS**

### **Preparación de las probetas de ensayo**

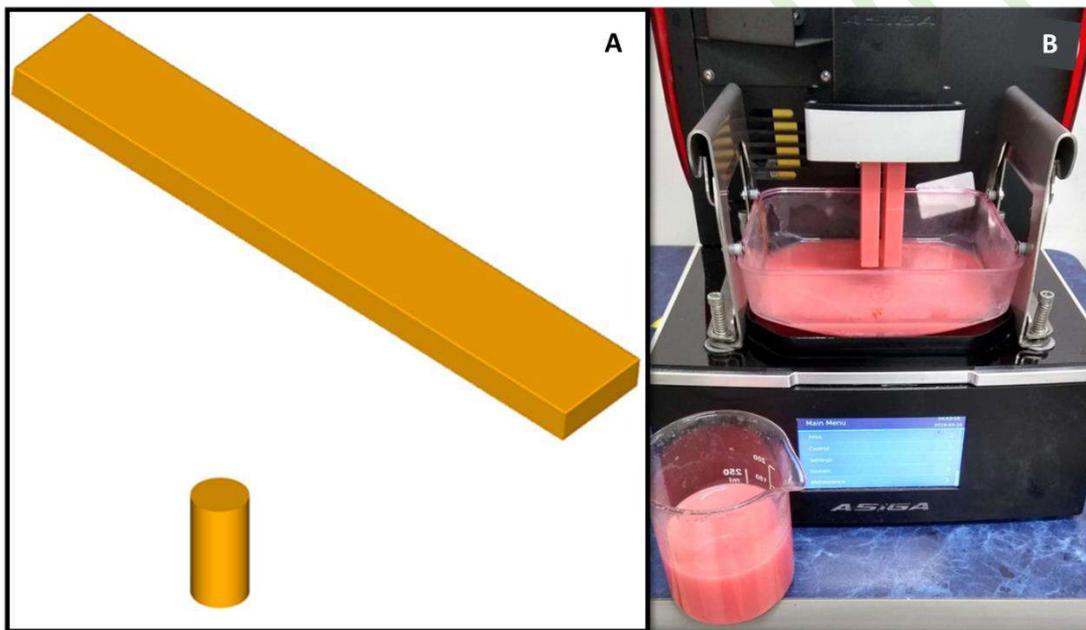
#### **PMMA convencional**

Para la fabricación de las probetas de PMMA convencional (PC) se utilizó el acrílico termopolimerizable Veracril (New Stetic S.A), el cual se mezcló en una proporción volumétrica 3 a 1 con monómero de metil metacrilato (MMA) en un recipiente cerámico. La mezcla se dejó reposar durante 10 min, tiempo necesario para sobrepasar la etapa plástica según el instructivo de uso del producto, y se depositó en moldes mecánicos de prensado para fabricación de probetas de resistencia a la flexión (60x10x3mm) y a la compresión (4mm de diámetro y 8mm de altura). Los moldes fueron prensados a 2000psi por 5min en una prensa hidráulica de laboratorio y posteriormente llevados a un baño termostatado, donde se

aplicó una curva de calentamiento de 73°C durante 90min y posteriormente 95°C por 30min. Finalmente, los moldes fueron retirados del baño y dejados al aire libre para su enfriamiento.

### PMMA disco CAD/CAM

Se utilizó un disco monocapa de PMMA (CC) de 98.5mm de diámetro y 20mm de espesor, marca Portux (New Stetic S.A) para fabricar probetas de resistencia a la flexión (60x10x3mm) y a la compresión (4mm de diámetro y 8mm de altura) en una fresadora Roland DWX-51D con la ayuda del software MillBoxLAV, a partir de modelos STL (Figura 1A).



*Figura 1. A. Diseños stl de las probetas de resistencia a la flexión y a la compresión. B. Fabricación de las probetas de resistencia a la flexión por estereolitografía con la resina NS*

*Source: by authors*

### Resina 3D

Las probetas de caracterización mecánica se fabricaron en una impresora DLP de 405nm ASIGA PICO2 a partir de los archivos stl de la figura 1A. Para ello fueron utilizadas una resina de impresión 3D para bases de dentadura, desarrollada por New Stetic S.A (NS), y una resina marca NextDent Base (ND), de NextDent B.V. Tanto las probetas de compresión como las de flexión fueron impresas verticalmente sin soportes (Figura 1B), utilizando un espesor de capa de 50µm. Después del proceso de impresión, las

piezas fueron removidas de la plataforma y limpiadas en etanol con la ayuda de un baño ultrasónico por 10 minutos. Posteriormente éstas fueron poscuradas por 15 minutos en una cámara de curado UV NextDent LC-3DPrintBox.

Inmediatamente después de preparar las probetas de resistencia a la flexión por cualquiera de los 3 métodos, éstas fueron inmersas en agua destilada a 37°C por 50h, tal y como lo especifica la norma ISO 20795-1:2013<sup>14</sup>. La tabla 1 resume los materiales evaluados.

*Tabla 1. Materiales poliméricos evaluados*

Material	Descripción	Identificación	Productor
Veracril	Acrílico termopolimerizable	PC	New Stetic S.A
Portux	Disco CAD CAM	CC	New Stetic S.A
3D Base dentadura	Resina 3D	NS	New Stetic S.A
NextDent Base	Resina 3D	ND	NextDent B.V

*Source: by authors*

## Caracterización mecánica

### Resistencia y módulo a la flexión

Las pruebas de resistencia a la flexión se realizaron de acuerdo a lo estipulado en la norma ISO 20795-1:2013: Después de las 50h de inmersión en agua destilada a 37°C, las probetas fueron llevadas a una máquina universal de ensayos INSTRON 4202, donde éstas fueron falladas dentro de un baño térmico a 37°C, utilizando una velocidad de desplazamiento de 0.75mm/min. Se fallaron 5 probetas por cada técnica de fabricación. La resistencia a la flexión se determinó mediante la siguiente expresión:

$$Rf = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

Donde F es la fuerza máxima ejercida sobre la probeta (N), l es la distancia entre los soportes de la probeta (mm), b es el ancho de la probeta (mm) y h es el espesor de la probeta (mm).

Para el cálculo del módulo de flexión se empleó la siguiente ecuación:

$$Mf = \frac{F_1 l^3}{4bdh^3}$$

Donde  $F_1$  es la fuerza ejercida sobre la probeta a una deflexión de 2mm (N), l, b y h son la distancia de los soportes, ancho y espesor de la probeta, respectivamente (mm) y d es la deflexión en milímetros a la fuerza  $F_1$ , es decir 2mm.

### **Resistencia a la compresión**

Las probetas de compresión fueron inmersas en agua destilada por 24 horas a 37°C inmediatamente después de fabricadas. La prueba de resistencia a la compresión se realizó en seco, empleando una máquina universal de ensayos INSTRON 4202, utilizando una velocidad de desplazamiento de 0.5mm/min, a una temperatura de 23°C. La resistencia a la compresión fue determinada según la siguiente expresión:

$$Rc = \frac{4F}{\pi d^2}$$

Donde F es la fuerza máxima aplicada sobre la probeta (N) y d es el diámetro de la probeta (mm).

### **Análisis estadístico**

Los datos obtenidos fueron analizados descriptivamente con un análisis de varianza de una vía (ANOVA). Adicionalmente, se utilizó la prueba de Tukey múltiple para determinar diferencias significativas entre grupos ( $\alpha = 0.05$ ). Los análisis se realizaron con el paquete estadístico STATGRAPHICS Centurion XVI versión 16.2.04.

## **RESULTADOS**

La tabla 2 presenta el valor medio de resistencia a la flexión, módulo de flexión y resistencia a la compresión de las resinas evaluadas, con su respectiva desviación estándar. Los valores promedio de resistencia a la flexión obtenidos fueron 78.35, 81.99, 83.51 y 87.48MPa para los polímeros PC, CC, NS y ND, respectivamente. El análisis ANOVA (Tabla 3) demostró que hay diferencias significativas entre los valores de resistencia a la flexión de los grupos ( $P = 0.01$ ). La prueba Tukey para comparaciones múltiples (Tabla 4) confirmó diferencias estadísticamente significativas entre el polímero convencional

(PC) y la resina NextDent Base ( $P < 0.05$ ). No obstante, no se evidenciaron diferencias entre los grupos CC, NS y ND.

**Tabla 2. Valores promedio y desviación estándar (SD) determinados para la resistencia a la flexión, módulo de flexión y resistencia a la compresión de los materiales evaluados. Adicionalmente, se incluyen los valores reportados en las respectivas fichas técnicas (F.T)**

Material	Resistencia a la Flexión (MPa)			Módulo de Flexión (MPa)			Resistencia a la Compresión (MPa)		
	Promedio	SD	F.T	Promedio	SD	F.T	Promedio	SD	F.T
PC	78.35	2.99	73.29	2224.41	168.08	2277	86.29	0.99	N.R
CC	81.99	4.01	>80	2125.43	57.05	>2000	85.03	2.14	N.R
NS	83.51	3.17	N.R	2208.76	66.89	N.R	119.15	2.87	N.R
ND	87.48	4.47	84	2277.72	58.46	2383	109.42	1.65	N.R

N.R: No reporta

Source: by authors

**Tabla 3. Análisis ANOVA de una vía para las propiedades mecánicas determinadas**

Prueba	Origen	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de cuadrados	F	P
R. Flexión	Entre grupos	214.44	3	71.48	5.20	0.0107
	Dentro de los grupos	220.12	16	13.76		
	Total	434.56	19			
M. Flexión	Entre grupos	59716.10	3	19905.4	2.02	0.1515
	Dentro de los grupos	157595	16	9849.7		
	Total	217311	19			
R. Compresión	Entre grupos	4336.65	3	1445.55	350.87	0.0000
	Dentro de los grupos	65.92	16	4.12		
	Total	4402.58	19			

Source: by authors

**Tabla 4. Comparación en pares usando la prueba de Tukey. Los asteriscos (\*) indican diferencias estadísticamente significativas (Dif. Sig.) entre los pares evaluados**

Grupos	Resistencia a la Flexión			Módulo de Flexión			Resistencia a la Compresión		
	Dif. Sig	Diferencia	+/- Límites	Dif. Sig	Diferencia	+/- Límites	Dif. Sig	Diferencia	+/- Límites
PC-CC		-3,646	6,71464		98,976	179,664		1,260	3,67448
PC-NS		-5,160	6,71464		15,646	179,664	*	-32,856	3,67448
PC-ND	*	-9,134	6,71464		-53,310	179,664	*	-23,128	3,67448
CC-NS		-1,514	6,71464		-83,330	179,664	*	-34,116	3,67448
CC-ND		-5,488	6,71464		-152,286	179,664	*	-24,388	3,67448
NS-ND		-3,974	6,71464		-68,956	179,664	*	9,728	3,67448

Source: by authors

De igual forma, los valores promedio de los módulos de flexión obtenidos para los grupos estudiados fueron 2224.41 (PC), 2125.43 (CC), 2208.76 (NS) y 2277.72MPa (ND). Ni el análisis de varianza ni el de Tukey arrojaron diferencias significativas entre los grupos evaluados.

La resistencia a la compresión fue superior a 80MPa en todos los casos, donde las resinas de impresión 3D (NS y ND) presentaron valores por encima de 100MPa. La prueba de Tukey determinó que hay diferencias significativas entre todos los grupos evaluados, exceptuando entre el polímero convencional y el de CAD/CAM.

## **DISCUSIÓN**

En el presente trabajo se determinaron propiedades mecánicas, más exactamente resistencia a la flexión, módulo a la flexión y resistencia a la compresión, de 4 materiales poliméricos para la fabricación de bases de dentadura. Con base en los análisis de varianza, que demostraron diferencias significativas entre los grupos evaluados en las resistencias a la flexión y compresión, las hipótesis nulas fueron rechazadas para estas propiedades mecánicas, mientras que la hipótesis nula para el módulo de flexión fue aceptada.

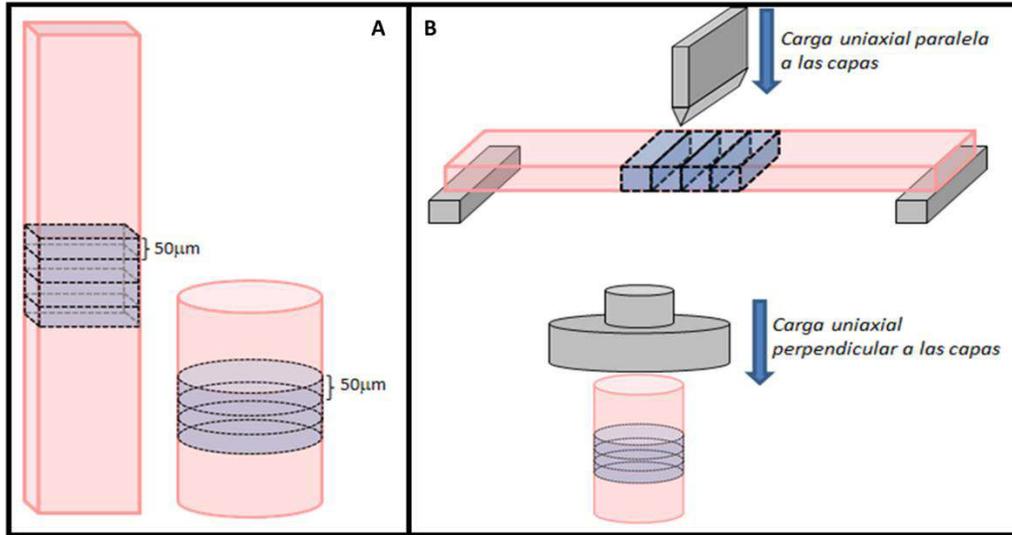
Las prótesis dentales deben cumplir requisitos de carácter biocompatible, estéticos y mecánicos. Las propiedades evaluadas en este estudio se consideran de gran importancia para el adecuado desempeño de la prótesis dental, puesto que ésta sufre cargas de naturaleza flexural y compresiva durante acciones de mordida y procesos masticatorios. Adicionalmente, la fractura por sobrecargas de flexión se considera la falla principal de las bases de dentadura clínicamente<sup>15</sup>. Por tal motivo, debe garantizarse que la prótesis no presente deformaciones plásticas o fracturas durante el uso en boca, por lo que son deseados valores altos de resistencia a la flexión, compresión y rigidez<sup>16</sup>. La resistencia a la flexión, determinada en una máquina universal de ensayos bajo condiciones húmedas y a la temperatura corporal, permite simular la respuesta del material a las cargas mecánicas a las que estará sometido durante el proceso de masticación; mientras que el módulo de flexión, indica la rigidez o resistencia del material a deformarse irreversiblemente. Ambas propiedades, están regidas por la norma ISO 20795-1, que exige valores mínimos de 65MPa y 2000MPa de resistencia y módulo de

flexión, respectivamente, a materiales poliméricos de naturaleza termopolimerizable que pretendan ser usados para la fabricación de bases de dentadura. Según lo anterior, todos los materiales caracterizados en este estudio pueden ser utilizados como materiales para dicha aplicación, desde el punto de vista mecánico. No obstante, la ISO 20795-1 no especifica tales valores para polímeros fotopolimerizables, como lo son las resinas de impresión 3D, y tampoco existe hasta el momento una norma para regular esta clase de materiales. Por este motivo, se asume lo exigido mecánicamente para acrílicos termopolimerizables para evaluar la idoneidad de las resinas 3D para la aplicación discutida. Por otra parte, la resistencia a la compresión no es una propiedad normativa de acuerdo a la ISO 20795-1, al menos para esta aplicación, pero que debe considerarse para tal fin, ya que en zonas como la de los dientes posteriores los esfuerzos sufridos por la prótesis son de carácter compresivo<sup>17</sup>.

Los polímeros analizados en el presente trabajo pueden clasificarse en dos grandes grupos, de acuerdo a su naturaleza química: En el primero se encuentran los materiales PC y CC, ambos polímeros de PMMA termopolimerizables. Específicamente, los bloques o discos CAD/CAM son fabricados con PMMA por compresión y polimerizados empleando una curva de calentamiento, es decir, similarmente a como se trabaja el acrílico convencional. El otro grupo lo componen las resinas de impresión 3D, NS y ND, que, como se mencionó anteriormente, son acrílicos líquidos fotopolimerizables. Por una parte, las resinas de PMMA son compuestos monofuncionales, de cadena lineal, lo que resulta en resistencias y módulos a la flexión inferiores<sup>18</sup>. Esto no fue evidenciado en la caracterización mecánica, donde, a excepción de la comparación entre PC y ND, la diferencia entre las propiedades de los materiales evaluados no fue significativa. Esto se debe a que los materiales PC y CC son reforzados con un agente entrecruzante, con el objetivo de obtener cadenas ramificadas y/o entrecruzadas, lo que restringe el movimiento de las mismas, resultando en un aumento de las resistencias mecánicas<sup>19</sup>. Por otra parte, las resinas de impresión 3D para aplicaciones dentales se componen por monómeros y oligómeros acrílicos mono- di- y hasta trifuncionales, como el bisfenol A-glicidil dimetacrilato o el uretano dimetacrilato<sup>20</sup>, lo que favorece la obtención de un polímero altamente entrecruzado y, por ende, más rígido y resistente. De igual manera, puede observarse en la tabla 2 que los valores experimentales corresponden a los especificados en las fichas técnicas correspondientes de los productos<sup>21-23</sup>, lo cual valida aparentemente la información presentada por las casas comerciales. No obstante, no se encontró información técnica reportada por los fabricantes para la resistencia a la compresión de los

polímeros evaluados. Esto se debe a que esta propiedad no está regulada por la ISO 20795-1. De igual manera, no se cuenta con información técnica para la resina 3D New Stetic, pues éste es un producto en fase de desarrollo, que aún no es comercializado por la empresa.

Las propiedades mecánicas de los polímeros impresos en 3D no dependen únicamente de su composición y estructura química. Variables como parámetros de impresión y proceso de poscurado también afectan el desempeño mecánico de las piezas fabricadas por esta tecnología<sup>24</sup>. Adicionalmente, la estereolitografía es una técnica de manufactura aditiva, lo que significa que la impresión de piezas se realiza a partir de la sobreposición continua de capas de un espesor determinado. Las probetas de flexión y compresión fabricadas con las resinas NS y ND fueron impresas verticalmente (Figuras 1B y 2A), lo que implica que la dirección de la carga uniaxial en los ensayos de flexión fue paralela a las capas de las probetas, mientras que la dirección de la carga compresiva fue perpendicular (Figura 2B). Alharbi et al<sup>25</sup> evaluó la influencia de la dirección de impresión de probetas cilíndricas en la resistencia a la compresión de una resina para impresión de dientes temporales. Se observó que las probetas impresas verticalmente (capas perpendiculares a la dirección de la carga) presentaron resistencias a la compresión significativamente mayores que las probetas impresas horizontalmente (capas paralelas a la dirección de la carga). Esto es debido a que la carga aplicada paralelamente a las capas que componen la probeta induce más fácilmente la separación o delaminación de éstas, que cuando están orientadas en un sentido perpendicular. Esto sugeriría un aumento de la resistencia a la flexión de las probetas fabricadas con las resinas NS y ND si se imprimen de tal forma que las capas sean perpendiculares a la dirección de la carga uniaxial durante el ensayo. No obstante, eso significaría aumentar área de contacto entre capas, lo que podría incrementar el grado de porosidad, estrés residual y distorsiones dimensionales por contracción de las piezas<sup>26</sup>, contrarrestando así el posible aumento de la resistencia mecánica.



**Figura 2. A y B. Disposición de capas de impresión y orientación de las capas con respecto a la dirección uniaxial de la carga de los ensayos mecánicos de flexión y compresión**

*Source: by authors*

A pesar de que los resultados mecánicos obtenidos en este estudio son promisorios para las resinas de impresión 3D, es necesario realizar estudios posteriores preclínicos y clínicos, donde se evalúe la resistencia mecánica de prótesis dentales, impresas en diferentes orientaciones y posiciones, ante la aplicación de cargas de flexión, tensiles y compresivas más complejas. Esto permitiría extrapolar con mayor confianza los resultados a la aplicación real de este tipo de productos.

## CONCLUSIONES

Se determinó la resistencia a la flexión, compresión y módulo de flexión de 4 materiales poliméricos comerciales para la fabricación de bases de dentadura por técnicas análogas o digitales. Basado en lo encontrado se concluyó lo siguiente:

- Todos los materiales evaluados presentaron resistencias y módulos de flexión mayores a lo mínimo exigido por la norma ISO 207095-1. Por lo que, si se evalúa únicamente desde el punto de vista mecánico, son materiales apropiados para ser utilizados para la fabricación de bases de dentadura.

- Las resinas de impresión 3D presentaron mayores valores de resistencia a la compresión que los acrílicos de PMMA, mientras que tanto en la resistencia como en el módulo de flexión no hubo diferencias estadísticamente significativas entre los materiales evaluados.
- Es necesario evaluar la influencia de la orientación de las capas de las probetas impresas en 3D sobre las propiedades mecánicas de los materiales.

## **CONFLICTO DE INTERESES**

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

## **AUTOR DE CORRESPONDENCIA**

Andrés Felipe Vásquez

afvasquez@newstetic.com

Carrera 53 #50-09

(+57) 550 0000 Ext. 1504

New Stetic S.A

Guarne, Colombia

## **REFERENCES**

1. Rudolph H, Salmen H, Moldan M, Kuhn K, Sichwardt V, Wöstmann B et al. Accuracy of intraoral and extraoral digital data acquisition for dental restorations. *J Appl Oral Sci.* 2016; 24(1): 85-94. DOI: <https://dx.doi.org/10.1590%2F1678-775720150266>
2. Son K, Lee WS, Lee KB. Prediction of the learning curves of 2 dental CAD software program. *J Prosthet Dent.* 2019; 121(1): 95-100. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.01.004>

3. Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *J Oral Rehabil.* 2014; 41(11): 853-74. DOI: <https://doi.org/10.1111/joor.12205>
4. Galante R, Figueredo-Pino CG, Serro AP. Additive manufacturing of ceramics for dental applications: a review. *Dent Mater.* 2019; 35(6): 825-46. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.02.026>
5. Sadid-Zadeh R, Katsavochristou A, Squires T, Simon M. Accuracy of marginal fit and axial wall contour for lithium disilicate crowns fabricated using three digital workflows. *J Prosthet Dent.* 2020; 123(1): 121-27. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.11.003>
6. Kim DY, Jeon JH, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Reproducibility of different arrangement of resin copings by dental microstereolithography: evaluating the marginal discrepancy of resin copings. *J Prosthet Dent.* 2017; 117(2): 260-65. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jds.2017.06.006>
7. Kang SY, Lee HN, Kim JH, Kim WC. Evaluation of marginal discrepancy of pressable ceramic veneer fabricated using CAD/CAM system: additive and subtractive manufacturing. *J Adv Prosthodont.* 2018; 10(5): 347–53. DOI: <https://dx.doi.org/10.4047%2Fjap.2018.10.5.347>
8. Schaefer O, Kuepper H, Sigusch BW, Thompson GA, Hefti AF, Guentsch A. Three-dimensional fit of lithium disilicate partial crowns in vitro. *J Dent.* 2013; 41(3): 271-7. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.11.014>
9. Bombac D, Brojan M, Fajfar P, Kosel F, Turk R. Review of materials in medical applications. *Materials and Geoenvironment.* 2007; 54(4): 471-99.
10. Digholkar S, Madhav VNV, Palaskar J. Evaluation of the flexural strength and microhardness of provisional crown and bridge materials fabricated by different methods. *J Indian Prosthodont Soc.* 2016; 16(4): 328-34. DOI: <https://doi.org/10.4103/0972-4052.191288>
11. Kalberer N, Mehl A, Schimmel M, Müller F, Srinivasan M. CAD-CAM milled versus rapidly prototyped (3D-printed) complete dentures: an in vitro evaluation of trueness. *J Prosthet Dent.* 2019; 121(4): 637-43. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.09.001>

12. Cole D, Bencharit S, Carrico CK, Arias A, Tüfekçi E. Evaluation of fit for 3D-printed retainers compared with thermoform retainers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2019; 155(4): 592-9. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2018.09.011>
13. Al-Rimawi A, EzEldeen M, Schneider D, Politis C, Jacobs R. 3D printed temporary veneer restoring autotransplanted teeth in children: design and concept validation ex vivo. *Int J Environ Res Public Health.* 2019; 16(13): 496-505. DOI: <https://dx.doi.org/10.3390%2Fijerph16030496>
14. International Organization for Standardization. ISO 20795-1: 2013. Dentistry - Base polymers - Part 1: denture base polymers. 2nd ed. 35p, 2013.
15. Chitchumnong P, Brooks SC, Stafford GD. Comparison of three-and four-point flexural strength testing of denture base polymers. *Dent Mater.* 1989; 51(1): 2-5. DOI: [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(89\)90082-1](https://doi.org/10.1016/0109-5641(89)90082-1)
16. Ajaj-ALKordy NM, Alsaadi MH. Elastic modulus and flexural strength comparisons of high-impact and traditional denture base acrylic resins. *Saudi Dent J.* 2014; 26(1): 15–8. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2013.12.005>
17. Sepideh B, Saman S. In vitro comparative study of compressive strength of different types of composite resins in different periods of time. *Iran J Pharm Sci.* 2008; 4(1): 69–74.
18. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Vargas MA. Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *J Prosthet Dent.* 2002; 87(2): 225-8. DOI: <https://doi.org/10.1067/mpr.2002.121406>
19. Saen-Isara T, Dechkunakorn S, Anuwongnukroh N, Srikhirin T, Tanodekaew S, Wichai W. Influence of the cross-linking agent on mechanical properties of PMMA powder with compromised particle morphology. *Int Orthod.* 2017; 15(2): 151-64. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ortho.2017.03.007>
20. Revilla-León M, Meyers MJ, Zandinejad A, Özcan M. A review on chemical composition, mechanical properties, and manufacturing work flow of additively manufactured current

polymers for interim dental restorations. *J Esthet Restor Dent.* 2019; 31(1): 51-7. DOI: <https://doi.org/10.1111/jerd.12438>

21. [https://newstetic.s3-us-west-2.amazonaws.com/newstetic/document\\_products/pdfs/127/FT\\_025\\_RESINA\\_TERMO\\_VERACRI\\_L\\_OPTICRYL\\_V10\\_ESPA%C3%91OL.pdf?1590527712](https://newstetic.s3-us-west-2.amazonaws.com/newstetic/document_products/pdfs/127/FT_025_RESINA_TERMO_VERACRI_L_OPTICRYL_V10_ESPA%C3%91OL.pdf?1590527712)
22. [https://newstetic.s3-us-west-2.amazonaws.com/newstetic/document\\_products/pdfs/443/FT\\_087\\_DISCOS\\_V2\\_ESPA%C3%91OL.pdf?1593803508](https://newstetic.s3-us-west-2.amazonaws.com/newstetic/document_products/pdfs/443/FT_087_DISCOS_V2_ESPA%C3%91OL.pdf?1593803508)
23. Next Dent [Internet]. Netherlands: 3D Systems; 2019. Available in <https://nextdent.com/products/denture-3dplus/>
24. Puebla K, Arcaute K, Quintana R, Wicker RB. Effects of environmental conditions, aging, and build orientations on the mechanical properties of ASTM type I specimens manufactured via stereolithography. *Rapid Prototyping Journal.* 2012; 18(5): 374-88.
25. Alharbi N, Osman R, Wismeijer D. Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *J Prosthet Dent.* 2016; 115(6): 760-7. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.12.002>
26. Dimitrov D, Schreve N, de Beer N. Advances in three dimensional printing – state of the art and future perspectives. *Rapid Prototyping Journal.* 2006; 12(3): 136-47. DOI: <https://doi.org/10.1108/13552540610670717>